

# Analisi biomeccanica di confronto tra resina acrilica, ceramica e DiamondCrown® (Biomechanical analysis of acrylic resin, porcelain and DiamondCrown®)

Luigi PARACCHINI\* - Emilio BALBO° - Alberto MURTAS#

(\*) INGEO Snc – Via Stazione 80/A, 28040 VARALLO POMBIA (NO)

(°) ODONTOTECNICA di Emilio Balbo Snc – Via Linate 8, 36030 CALDOGNO (VI)

(#) Libero professionista – Via Matteotti 38, 07100 SASSARI

## Riassunto

In questo lavoro, si è voluto considerare l'approccio alla biofunzionalità protesica sfruttando, da un lato i più moderni mezzi dell'ingegneria (analisi ad elementi finiti FEA), dall'altro lato confrontare la differenza comportamentale ai carichi nel caso di ricostruzione protesica condotta con tre differenti materiali: ceramica, resina acrilica e DiamondCrown®.

## Parole chiave

Impianto dentale — Abutment – Sforzo – Biofunzionalità – Analisi FEA – Porcellana – Resina acrilica - DiamondCrown®.

## Abstract

In this work, we considered the biofunctionality aspect of the dental prosthesis. To evaluate the behaviour of the dental prosthesis two things has been used: finite element analysis to study the stress in all the system and the comparison of a dental prosthesis made by porcelain, acrylic resin and DiamondCrown®.

## Key words

Dental implant – Abutment – Stress – Biofunctionality – FEA analysis – Porcelain – Acrylic resin – DiamondCrown®.

## Introduzione

“Molto più che l'indice economico del Pil, nel futuro il livello estetico diventerà sempre più decisivo per indicare il progresso della società” - John Kemeth Galbraith - “..... più un Paese è evoluto, maggiore è la richiesta estetica, scienza e tecnologia lavorano al suo servizio”. L'odontoiatria e l'odontotecnica non fanno eccezione.

I nuovi modelli televisivi hanno alimentato, nella gente comune, la ricerca del sorriso perfetto per cui, sempre più spesso il dentista, e di conseguenza l'odontotecnico, si trovano ad avere a che fare con pazienti sempre più esigenti dal punto di vista estetico (vedi fig. 1a-c). Ma anche se l'estetica è forse in questo momento in testa alla classifica delle priorità del mondo del dentale, trattandosi di scienze mediche non possiamo prescindere, nel tentativo di raggiungere un eccellente risultato estetico, dal tener conto e rispettare le dinamiche fisiche- meccaniche-biologiche dell'apparato dentogingivale.

L'impiego di computer e software dell'ultimissima generazione <sup>[1]</sup> ha fatto sì che alcuni settori, tra cui l'odontoiatria e l'odontotecnica, avessero benefici in termini di innovazione tecnologica che fino a pochi anni fa era quasi impensabile. Pensiamo solo all'evoluzione dei sistemi CAD-CAM per la fabbricazione “custom made” di corone e arcate dentali, oppure alla ricostruzione 3D da TAC di mandibole e/o di mascelle, o alla pianificazione dell'estetica mediante strumenti per il rilevamento del colore dei denti naturali del paziente. La collaborazione odontoiatra – odontotecnico deve, nella

corretta progettazione di un manufatto protesico, trovare anche la soluzione ideale dal punto di vista estetico e biofunzionale.



*Fig. 1: a) alcune anomalie su corone ricostruite in resina; b) difetti superficiali dopo ricostruzioni ceramiche; c) ottimo aspetto di corone dentali realizzate in DiamondCrown®.*

Si capisce quindi che il binomio estetica-biofunzionalità <sup>[2-3]</sup> deve essere indissolubile e sempre considerato in una giusta pianificazione protesica. Ma, con quale criterio scegliamo un materiale per la ricostruzione delle protesi che ogni giorno ci vengono richieste? È una domanda che spesso ci si fa e alla quale a volte non si trovano risposte logiche: la scegliamo perché ci viene commissionata dal medico! Perché piace a noi tecnici! Considerando che la protesi viene inserita in cavo orale dovrebbe avere caratteristiche chimico- fisiche tali da non creare danni biologici e funzionali al paziente che riceverà la protesi!

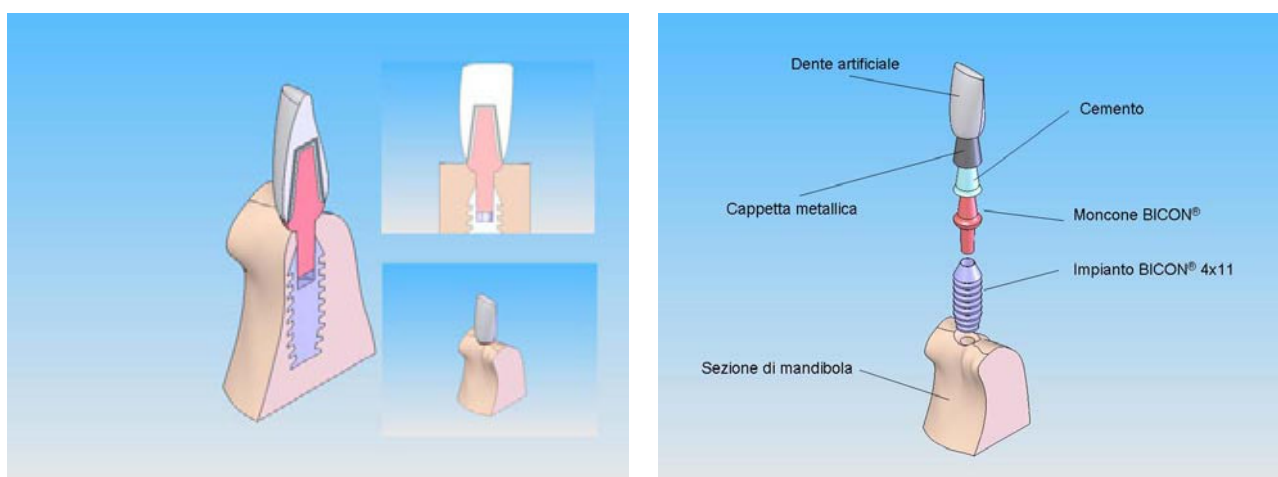
In questo lavoro, si è voluto considerare l'approccio alla biofunzionalità protesica sfruttando da un lato raffinate tecniche d'indagine messe a disposizione dell'ingegneria moderna (analisi ad elementi finiti FEA), dall'altro lato confrontare la differenza comportamentale ai carichi nel caso di ricostruzione protesica (incisivo centrale nel mascellare inferiore) condotta con tre differenti materiali: ceramica, resina acrilica o DiamondCrown®. I risultati ottenuti, in termini di sforzo massimo, sono stati confrontati e discussi e alcune considerazioni a carattere bioingegneristico-odontotecnico sono state date.

## **Materiali e Metodi**

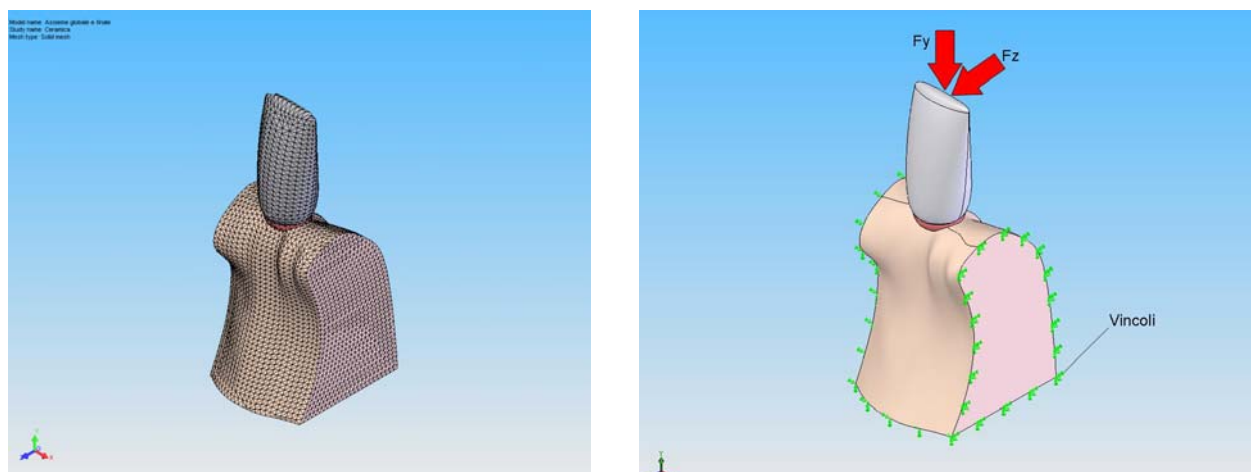
Il lavoro qui di seguito presentato ha avuto come obiettivo l'analisi del comportamento biomeccanico di un sistema osso mandibolare-impianto-corona (vedi fig. 2a-b) caricato da un insieme di forze (in seguito si darà indicazione dell'intensità del carico e della direzione). Per entrare più nello specifico, il sistema è stato così pensato: una porzione d'osso di classe 4 mandibolare, un impianto BICON® 4×11, un moncone BICON® 4×6.5 0°, del cemento (PMMA – polimetilmetacrilato) che lega la corona al moncone, una cappetta metallica in lega aurea dove sopra è ricostruito un dente (incisivo centrale mascellare inferiore) che, nel caso specifico è stato considerato, in un primo caso in resina acrilica, in un secondo caso in porcellana e in un ultimo caso in DiamondCrown® (si rimanda alla tab. 1 per informazioni circa le caratteristiche fisiche dei materiali impiegati). L'impiego, per il dente artificiale, di tre differenti tipologie di materiale ha avuto come unico scopo il confronto al comportamento dei carichi esterni con una particolare attenzione allo stato di sforzo che si ingenera nella parte della corona, nella struttura sottostante e nei tessuti biologici circostanti.

I modelli matematici, usati per l'analisi FEA, sono stati realizzati usando un modellatore di superfici (RHINOCEROS 3.0 SR3) e un modellatore di solidi (SOLID WORKS 2005 SP0), entrambi sotto WINDOWS XP Professional Edition-SP1, partendo dai profili caratteristici con operazioni di loft e di rivoluzione. Generati i solidi tridimensionali, per il calcolo FEA si è proceduto all'operazione di meshatura, rappresentata in fig. 3a, mediante elementi solidi tetraedrici parabolici a 10 nodi, ottenendo una discretizzazione omogenea su tutte le parti (154330 nodi in

108592 elementi). L'analisi di calcolo è stata condotta mediante COSMOS WORKS 2005 in ambiente SOLID WORKS 2005 SP0 sotto WINDOWS XP Professional Edition-SP1.



a) b)  
 Fig. 2: a) modello 3D spaccato a metà dell'insieme dente artificiale, cappetta metallica, cemento, moncone BICON® 4×6.5 0°, Impianto BICON® 4×11, sezione di mandibola; b) modello 3D esploso dell'insieme dente artificiale, cappetta metallica, cemento, moncone BICON® 4×6.5 0°, Impianto BICON® 4×11, sezione di mandibola.



a) b)  
 Fig. 3: a) discretizzazione in elementi finiti dell'insieme; b) carichi e vincoli caratteristici.

Per l'analisi FEA, molto importante sono i dati circa modulo d'elasticità normale "E" e coefficiente di Poisson "ν". Per una miglior chiarezza, la tab. 1 riporta tutte le caratteristiche fisiche dei materiali usati, considerati lineari, omogenei e isotropici, con i relativi riferimenti bibliografici.

Particolare	Materiale	Modulo d'elasticità normale "E"	Coef. di Poisson "ν"
Sezione di mandibola	Osso di classe 4	14.7GPa <sup>[11]</sup>	0.30 <sup>[12]</sup>
Impianto BICON® 4×11	Titanio grado 5 (Ti6Al4V)	104.8GPa <sup>[8]</sup>	0.31 <sup>[11]</sup>
Moncone BICON®	Titanio grado 5 (Ti6Al4V)	104.8GPa <sup>[8]</sup>	0.31 <sup>[11]</sup>
Cemento	Polimetilmetacrilato	13.7GPa <sup>[4]</sup>	0.35 <sup>[6]</sup>
Cappetta metallica	Lega aurea (45% Au, 38.9% Pd, 5% Ag, 8.6% In, 1.4% Ga, 0.5% Sn, 0.4% Cu, 0.2% Ru)	112GPa <sup>[13]</sup>	0.33 <sup>[12]</sup>
Dente artificiale	DiamondCrown®	21GPa <sup>[14]</sup>	0.23 <sup>[14]</sup>
Dente artificiale	Ceramica	86.2GPa <sup>[5]</sup>	0.19 <sup>[9]</sup>
Dente artificiale	Resina acrilica	1.7GPa <sup>[10]</sup>	0.24 <sup>[7]</sup>

Tab. 1: dati caratteristici dei materiali impiegati per analizzare il comportamento biomeccanico dell'insieme.

Due forze, di 100 N in direzione Y e Z (vedi fig. 3b), applicate alla sommità della corona, sono state usate per sollecitare l'insieme e per valutare il comportamento biomeccanico ai carichi esterni. Per meglio descrivere l'interazione tra le parti, oggetto di studio, elementi di contatto sono stati utilizzati. Vincoli di incastro sono stati disposti sulle pareti e sul fondo della porzione di osso mandibolare (vedi fig. 3b) ed il calcolo FEA è stato condotto considerando il problema di tipo elastico, con proporzionalità tra carichi e deformazioni.

## Risultati e conclusioni

Nelle fig. 4-6 i risultati sono stati raffigurati, considerando in ordine l'andamento dello stress valutato secondo "von-Mises, della corona artificiale rivestita in ceramica, resina acrilica e DiamondCrown®. Per una miglior interpretazione dei risultati, in termini di distribuzione dello sforzo all'applicazione delle due forze da 100 N in direzione Y e Z, sono state usate: una visione dimetrica e una sezione con un piano YZ passante per l'origine. La colorazione, tipica dell'analisi FEA, è distribuita tra le tonalità marrone chiaro e rosso. Il colore rosso indica lo stress massimo; il colore marrone chiaro, mostra lo stress nullo. I risultati evidenziano non solo la distribuzione dello stress nella corona artificiale, ma mostrano anche l'andamento dello sforzo all'interfaccia osso-impianto-moncone.

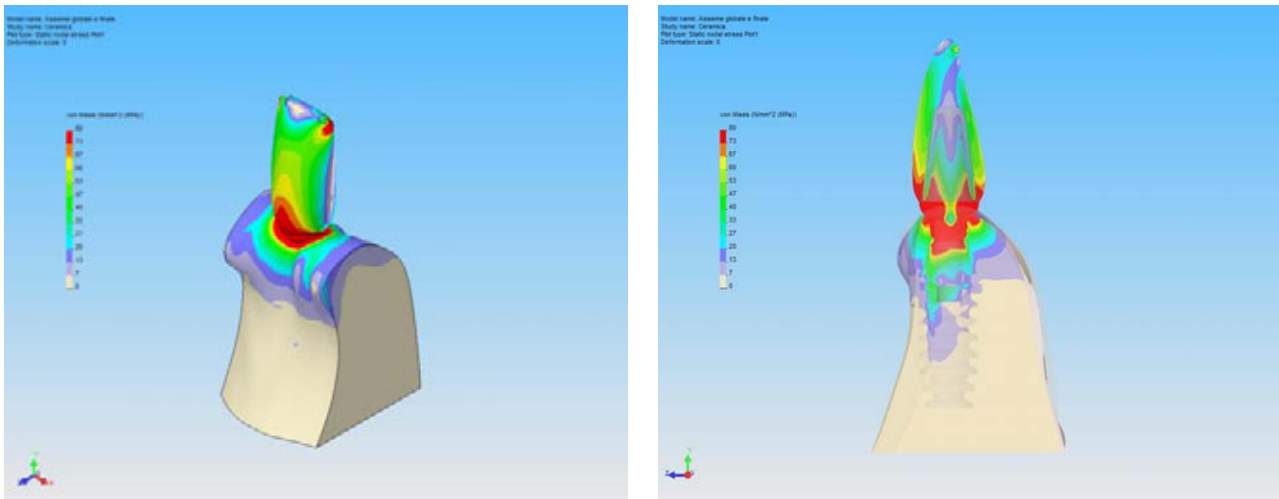


Fig. 4: andamento dello stress, calcolato mediante "von MISES", dell'insieme con il dente artificiale in ceramica.

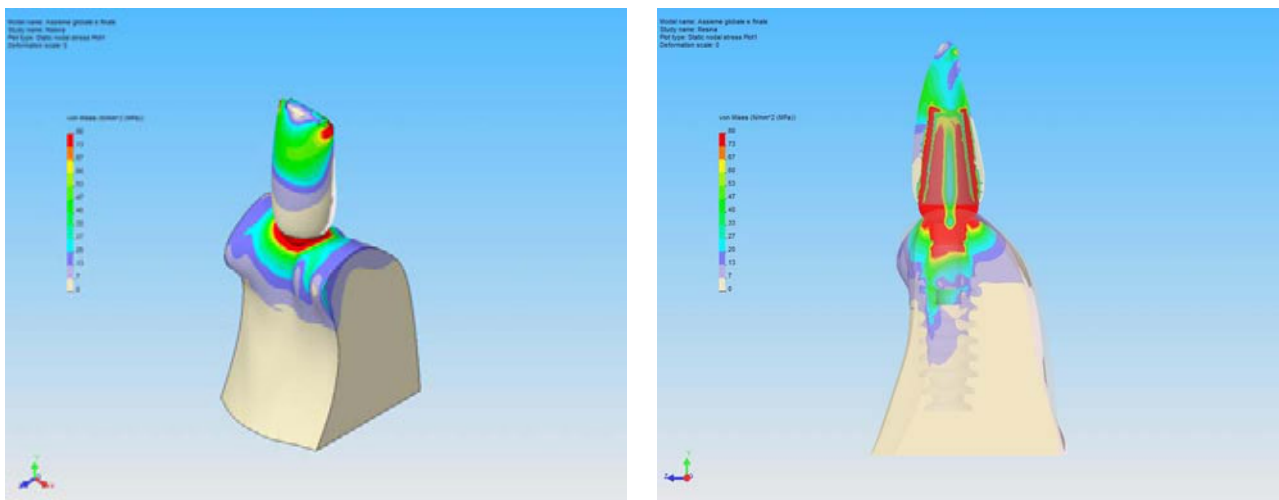


Fig. 5: andamento dello stress, calcolato mediante "von MISES", dell'insieme con il dente artificiale in resina acrilica.

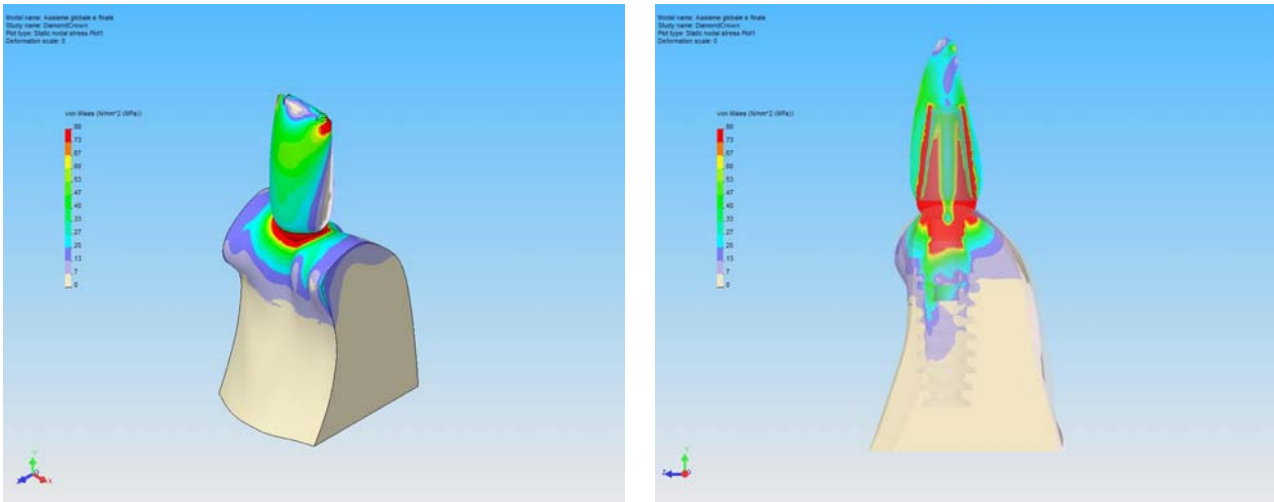


Fig. 6: andamento dello stress, calcolato mediante “von MISES”, dell’insieme con il dente artificiale in DiamondCrown®.

Come appare in fig. 4, la distribuzione dello stress, in un insieme che ha considerato la corona artificiale fatta in ceramica, è ripartita sulla corona. Analizzando la distribuzione dello stress, ottenuta mediante il taglio del piano YZ esattamente a metà dell’insieme, si può notare come sia la zona del colletto della corona, che la parte crestale dell’osso, sono pesantemente stressate (colorazione rossa). Il resto dell’insieme mostra una distribuzione dello sforzo omogenea e ben ripartita. Dal punto di vista clinico questo andamento dei carichi ci porta a pensare che una zona così fortemente interessata dal punto di vista estetico, cioè la zona del profilo d’emergenza (giunzione gengiva-moncone-corona), possa risultare instabile nel medio-lungo periodo poiché il carico potrebbe indurre riassorbimento dell’osso crestale con secondaria recessione gengivale ed esposizione del colletto metallico; per contro la possibilità di microfratture della ceramica a livello del colletto per effetto dei carichi sopra descritti potrebbero spingere l’odontotecnico a rinforzare questa zona generando dei sovracontorni orizzontali che inducono compressione del solco con ischemia gengivale e conseguente perdita di estetica.

Passando all’analisi dell’insieme con il dente artificiale in resina acrilica (vedi fig. 5), si può osservare che lo sforzo sulla corona è solo nel terzo incisale, mentre nel terzo gengivale (dalla metà in giù) è scarica. L’andamento in sezione, ricavato dal taglio con un piano YZ, dello stress è molto differente dal caso della corona in ceramica. Lo sforzo è nullo nella parte in resina acrilica e tutto è ad appannaggio del moncone che a sua volta scarica sull’impianto. La distribuzione dello stress nella configurazione della corona fatta in resina acrilica è esattamente identico rispetto alla prima analisi (vedi dente artificiale fatto in ceramica).

La corona in acrilico non essendo capace di assorbire il carico lo trasmette interamente al moncone sottostante ed all’osso corticale con possibile riassorbimento osseo (meno evidente) ma nel medio-lungo periodo non capace di mantenere dei requisiti estetici validi né una morfologia funzionale congrua, avendo delle caratteristiche di resistenza all’abrasione inadeguate.

Infine, in fig. 6, è mostrato l’andamento dello stress nella configurazione del dente artificiale fatto in DiamondCrown®. Nella rappresentazione dimetrica la distribuzione dello stress è su tutta la corona e si pone come intermedio tra la distribuzione dello stress nel dente artificiale fatto in ceramica ed in quello in resina acrilica. La distribuzione dello stress visibile in sezione mostra un andamento pressoché simile alla configurazione ottenuta dalla corona in resina acrilica. Anche in questo caso, così come ampiamente descritto nei due precedenti casi, la distribuzione dello stress nell’osso si mantiene costante ed omogenea. Alla luce dei risultati ottenuti, possiamo affermare che la corona in DiamondCrown® mostra un comportamento biomeccanico intermedio tra una ceramica e una resina acrilica. Il risultato era parzialmente prevedibile: le caratteristiche chimico-fisiche, del

DiamondCrown<sup>®</sup> (vedi tab. 1), sono circa la metà di quelle della ceramica e della resina acrilica. Una più dettagliata spiegazione, a questo importante punto, deve essere fatta in questi termini: più il materiale che costituisce la corona artificiale è “rigido” (vedi la ceramica) e più lo stress si distribuisce al fondo della geometria (interfaccia con i tessuti molli). Al contrario, più il materiale che costituisce la corona artificiale è “molle” (vedi la resina acrilica), e più lo stress resta confinato nella parte alta dell’insieme (in questa configurazione i tessuti biologici molli non sono sollecitati). Un giusto compromesso dello stress è dato dal DiamondCrown<sup>®</sup> che, con proprietà chimico-fisiche molto simili al dente naturale, dissipa il carico lungo l’intera sua superficie e fa sì che lo sforzo trasmesso al moncone, all’osso crestale ed ai tessuti molli risulti omogeneo; è quindi più rispettoso delle unità biologiche sensibili al carico; da ciò si evince che il DiamondCrown<sup>®</sup> sarebbe dunque una soluzione valida per un utilizzo routinario ma sicuramente costituirebbe la scelta d’elezione in quei pazienti con parodonto sottile, con parafunzioni, con escursioni cuspidali molto pronunciate (ad esempio le seconde classi con morso profondo) e con moduli occlusali con funzione di gruppo.

Nuovi studi sono tuttora in corso per valutare il comportamento biomeccanico del DiamondCrown<sup>®</sup> confrontato con il dente naturale e come, la distribuzione dello stress, al variare delle forze applicate (statiche e dinamiche), possa cambiare. Infine, dato che il DiamondCrown<sup>®</sup> si presta nelle ricostruzioni “metal free”, valutazioni biomeccaniche sono state portate a termine e confrontate con gli attuali risultati.

## **Corrispondenza**

INGEO Snc – Via Stazione 80/A, 28040 VARALLO POMBIA (NO).

## **Bibliografia**

1. Gherlone E, Paracchini L, Mascardi A. Distribuzione degli sforzi nella mandibola sollecitata da cinque differenti impianti. *Il Dentista Moderno*, Novembre 2001, 103-111;
2. Gherlone E, Paracchini L, Mascardi A, Capuano A, Targetti L, Grassi R. Valutazioni geometriche e strutturali tra elementi costituenti impianti dentali. *Il Dentista Moderno*, Maggio 2002, 59-70;
3. Gherlone E, Mascardi A, Paracchini L, Targetti L. Studio sul comportamento alla fatica della sistemica implantare BICON. *Il Dentista Moderno*, Febbraio 2003, 59-70.
4. Powers, J. M., Farah, J. W., and Craig, R. G. Modulus of elasticity and strength properties of dental cements. *J. Amer. Dent. Assoc.*, 92(3):588-591, 1976.
5. Moffa, J. P., Lugassy, A. A., Guckes, A. D., and Gettleman, L. An evaluation of nonprecious alloys for use with porcelain veneers. Part I. Physical properties. *J. Prosthet. Dent.*, 30(4):424-431, 1973.
6. Hall, D. R., Nakayama, W. T., Grenoble, D. E., and Katz, J. L. Elastic constants of three representative dental cements. *J. Dent. Res.*, 52(2):390, 1973.
7. Nakayama, W. T., Hall, D. R., Grenoble, D. E., and Katz, J. L. Elastic properties of dental resin restorative materials. *J. Dent. Res.*, 53(5):1121-1126, 1974.
8. Bever, M. B., (ed). *Encyclopedia of Materials Science and Engineering*. New York: Pergamon Press, 1986, p. 1059.
9. Kase, H. R., Tesk, J. A., and Case, E. D. Elastic constants of two dental porcelains. *J. Mater. Sci.*, 20:524-531, 1985.
10. Tam, L.E., Pulver, E., McComb, D., and Smith, D.C. Physical properties of proprietary light-cured lining materials. *Oper. Dent.* 16:210-217, 1991.
11. Moroi, H.H., Okimoto, K., Moroi, R., and Terada, Y. Numeric approach to the biomechanical analysis of thermal effects in coated implants. *Int. J. Prosthodont.* 6:564-572, 1993.

12. Farah, J.W., Craig, R.G., and Meroueh, K.A. Finite element analysis of three- and four-unit bridges. *J. Oral Rehabil.* 16:603-611, 1989.
13. Morris, H.F. Veterans Administration Cooperative Studies Project No. 147/242. Part VII: The mechanical properties of metal ceramic alloys as cast and after simulated porcelain firing. *J. Prosthet. Dent.* 61:160-169, 1989.
14. [www.dlmedica.it](http://www.dlmedica.it)